



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104684471 A

(43) 申请公布日 2015.06.03

(21) 申请号 201380051791.4

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

(22) 申请日 2013.09.20

代理人 李静岚 景军平

(30) 优先权数据

61/708768 2012.10.02 US

(51) Int. Cl.

A61B 5/107(2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015.04.02

A61B 19/00(2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2013/058687 2013.09.20

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/053941 EN 2014.04.10

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 K. I. 特罗瓦托 R. 陈 R. 曼兹科

C. M-F. 孔 B. 拉马钱德兰

L. 维拉德

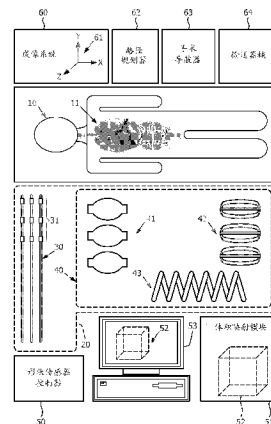
权利要求书2页 说明书7页 附图9页

(54) 发明名称

使用光学形状传感器的体积映射

(57) 摘要

一种可部署于部分或完全封闭的解剖体积内的体积映射器械(20)采用一个或多个医用工具(40),每个医用工具(40)在用于将每个医用工具(40)有序地安置在解剖体积内的可部署结构配置与用于抵靠解剖体积的边界锚定医用工具(40)的映射结构配置之间转变。体积映射器械(20)还采用光学形状传感器(30),以响应于每个医用工具(40)在所述解剖体积内从可部署结构配置转变到映射结构配置而生成指示解剖体积的边界的形状的一个或多个编码光学信号。基于(多个)编码光学信号,利用体积映射模块(51)来映射解剖体积的边界的一部分或整体。



1. 一种可部署于封闭解剖体积内以用于映射所述解剖体积的边界的至少一部分的体积映射器械(20),所述体积映射器械(20)包括:

至少一个医用工具(40),每个医用工具(40)在用于将每个医用工具(40)有序地安置在所述解剖体积内的可部署结构配置与用于抵靠所述解剖体积的所述边界锚定每个医用工具(40)的映射结构配置之间转变;以及

贴近到每个医用工具(40)的光学形状传感器(30),所述光学形状传感器(30)在结构上被配置成响应于每个医用工具(40)在所述解剖体积内从所述可部署结构配置转变到所述映射结构配置,而生成指示所述解剖体积的边界的所述至少一部分的形状的至少一个编码光学信号。

2. 根据权利要求1所述的体积映射器械(20),其中所述光学形状传感器(30)在结构上被进一步配置成测量运动、应变、气流、流体流动、磁性、电压、温度、压力和生化状态中的至少一个。

3. 根据权利要求1所述的体积映射器械(20),其中将所述光学形状传感器(30)贴近到每个医用工具(40)包括所述光学形状传感器(30)横贯跨越每个医用工具(40)以及所述光学形状传感器(30)延伸通过每个医用工具(40)中的至少一种。

4. 根据权利要求1所述的体积映射器械(20),其中所述至少一个医用工具(40)包括至少一个医用气囊(41),每个医用气囊(41)在用于将所述医用气囊(41)有序地安置在所述解剖体积内的泄气状态与用于抵靠所述解剖体积的所述边界锚定所述医用气囊(41)的充气状态之间转变。

5. 根据权利要求1所述的体积映射器械(20),其中所述至少一个医用工具(40)是至少一个医用篮(42),每个医用篮(42)包括形状记忆材料并且在用于将所述医用篮(42)有序地安置在所述解剖体积内的伸长形状与用于抵靠所述解剖体积的所述边界锚定所述医用气囊(41)的球形形状之间转变。

6. 根据权利要求1所述的体积映射器械(20),其中所述至少一个医用工具(40)是至少一个医用管(43),每个医用管(43)包括形状记忆材料并且在用于将所述医用管(43)有序地安置在所述解剖体积内的伸长形状与用于抵靠所述解剖体积的所述边界锚定所述医用管(43)的螺旋形状之间转变。

7. 根据权利要求1所述的体积映射器械(20),其中所述光学形状传感器(30)包括至少一个光纤,每个光纤在结构上被配置成响应于每个医用工具(40)在所述解剖体积内从所述可部署结构配置转变到所述映射结构配置,而生成指示所述解剖体积的边界的所述至少一部分的形状的所述至少一个编码光学信号中的一个。

8. 一种用于映射封闭解剖体积的边界的至少一部分的体积映射系统,所述体积映射系统包括:

可部署于解剖体积内的体积映射器械(20),所述体积映射器械(20)包括

至少一个医用工具(40),每个医用工具(40)在用于将所述医用工具(40)有序地安置在所述解剖体积内的可部署结构配置与用于抵靠所述解剖体积的所述边界锚定所述医用工具(40)的映射结构配置之间转变,以及

贴近到所述至少一个医用工具(40)的光学形状传感器(30),所述光学形状传感器(30)在结构上被配置成响应于每个医用工具(40)在所述解剖体积内从所述可部署结构配

置转变到所述映射结构配置,而生成指示所述解剖体积的边界的所述至少一部分的形状的至少一个编码光学信号;以及

体积映射模块(51),其在结构上被配置成响应于接收所述至少一个编码光学信号而映射所述解剖体积的所述边界的所述至少一部分。

9. 根据权利要求8所述的体积映射系统,其中所述光学形状传感器(30)在结构上被进一步配置成测量运动、应变、磁性、电压、气流、流体流动、温度、压力和生化状态中的至少一个。

10. 根据权利要求8所述的体积映射系统,其中将所述光学形状传感器(30)贴近到每个医用工具(40)包括所述光学形状传感器(30)横贯跨越每个医用工具(40)以及所述光学形状传感器(30)延伸通过每个医用工具(40)中的至少一种。

11. 根据权利要求8所述的体积映射系统,其中所述至少一个医用工具(40)包括至少一个医用气囊(41),每个医用气囊(41)在用于将所述医用气囊(41)有序地安置在所述解剖体积内的泄气状态与用于抵靠所述解剖体积的所述边界锚定所述医用气囊(41)的充气状态之间转变。

12. 根据权利要求8所述的体积映射系统,其中所述至少一个医用工具(40)是至少一个医用篮(42),每个医用篮(42)包括形状记忆材料并且在用于将所述医用篮(42)有序地安置在所述解剖体积内的伸长形状与用于抵靠所述解剖体积的所述边界锚定所述医用气囊(41)的球形形状之间转变。

13. 根据权利要求8所述的体积映射系统,其中所述至少一个医用工具(40)是至少一个医用管(43),每个医用管(43)包括形状记忆材料并且在用于将所述医用管(43)有序地安置在所述解剖体积内的伸长形状与用于抵靠所述解剖体积的所述边界锚定所述医用管(43)的螺旋形状之间转变。

14. 根据权利要求8所述的体积映射系统,其中所述光学形状传感器(30)包括至少一个光纤,每个光纤在结构上被配置成响应于每个医用工具(40)在所述解剖体积内从所述可部署结构配置转变到所述映射结构配置,而生成指示所述解剖体积的边界的所述至少一部分的形状的所述至少一个编码光学信号中的一个。

15. 一种体积映射方法,用于部署包括至少一个医用工具(40)和贴近到所述至少一个医用工具(40)的光学形状传感器(30)的体积映射器械(20)以映射封闭解剖体积的边界的至少一部分,所述体积映射方法包括:

将每个医用工具(40)有序地安置在所述解剖体积内;

抵靠所述解剖体积的所述边界来锚定被安置在所述解剖体积内的每个医用工具(40);

响应于每个医用工具(40)抵靠所述解剖体积的所述边界被锚定,操作所述光学形状传感器以生成指示所述解剖体积的边界的所述至少一部分的形状的至少一个编码光学信号;以及

基于所述至少一个编码光学信号来映射所述解剖体积的边界的所述至少一部分。

使用光学形状传感器的体积映射

技术领域

[0001] 本发明一般涉及通过一个或多个医用工具(例如气囊、篮、形状记忆管等)锚定在部分或完全有界的解剖体积内以感测解剖体积的边界的一部分或整体的三维(“3D”)形状的光学形状传感器。本发明特别涉及基于光学形状传感器的形状感测能力以及(如果适用的话)该(多个)医用工具的物理几何形状对有界解剖体积的一部分或整体的3D形状进行映射。

背景技术

[0002] 如本领域已知的,可利用成像系统来实施已知的成像模态(例如X射线、计算机断层摄影、磁共振成像、超声、正电子发射断层摄影和单光子发射计算机断层摄影)以用于生成患者的靶向器官(例如可能生癌的器官或异常工作的器官)的图像。这些图像可由医师用于诊断患者和/或用于规划和执行对器官的各种处置(例如图像引导的手术、放射治疗等)。为了促进对靶向器官的精确处置规划,靶向器官可能需要被分割以用于图像内的靶向器官的轮廓的识别和可视化。

[0003] 然而,因为例如如果金属掩盖或干涉解剖则图像可能难以阅读,所以图像内的靶向器官的轮廓的识别和可视化可能是不可能或易于出错的。图像分割通常要求经过高度训练的医师来在靶向器官的表面上选择各个点以电子地画出靶向器官的轮廓。这可能是耗时的并且易于出错。更特别地,由于器官的差可视化,器官和内部流体之间的边界的划界可能是困难的。可使用对比剂材料来帮助突出显示特定解剖体,尽管一些人对对比剂是敏感的。

[0004] 替代地,可利用自动分割程序,例如由美国专利申请公开文本2008/0008369A1公开的边界再参量化方法。然而,如通过上述公开文本认识到的,由于各种原因,靶向器官的边界可能难以识别,该各种原因包括被斑点噪声的存在掩蔽、由于被覆盖的特征遮蔽在图像中出现薄弱以及由不同灰度级的两个区域或由于两个不同纹理之间的边沿或由于两者的混合而形成的虚假边沿。该复杂性导致基于图像的自动分割算法的高失败率。

发明内容

[0005] 本发明的目的是提供一种映射方法来测量解剖体积(例如中空器官)的形状并且可选地测量各个参数,该各个参数包括但不限于运动、应变、磁性、电压、气流、流体流动、温度、压力、生化状态和涉及固有组织属性或组织对外在因素的响应的任何其它特性。特别地,形状/参数测量可随着时间发生以由此产生解剖体积的四维(“4D”)信息。为此目的,本发明提供了一种通过(多个)医用工具被有序地安置和锚定在部分或完全有界的体积内以映射该体积的边界的一部分或整体的三维(“3D”)形状的光学形状传感器。

[0006] 本发明的一个形式是可部署在解剖体积内以用于映射解剖体积的边界的一部分或整体的体积映射器械。该体积映射器械采用一个或多个医用工具,其中每个医用工具在用于将(多个)医用工具有序地安置在解剖体积内的可部署结构配置与用于抵靠解剖体积的边界锚定每个医用工具的映射结构配置之间转变。

[0007] (多个)医用工具的示例包括但不限于(1)在泄气的收缩状态和充气的膨胀状态之间转变的医用气囊,(2)包括用于在伸长形状和球形形状之间转变医用篮的形状记忆材料的医用篮,以及(3)包括用于在伸长形状和螺旋形状之间转变医用管的形状记忆材料的医用管。

[0008] 体积映射器械进一步采用贴近到(多个)医用工具的光学形状传感器,其中光学形状传感器在结构上被配置成响应于每个医用工具在解剖体积内从可部署结构配置转变到映射结构配置而生成指示解剖体积的边界的一部分或整体的形状的一个或多个编码光学信号。

[0009] 本发明的第二形式是采用上述体积映射器械并且进一步采用体积映射模块来基于(多个)编码光学信号映射解剖体积的边界的该部分或整体的体积映射系统。

[0010] 本发明的第三形式是用于利用上述体积映射系统的体积映射方法。体积映射方法包含将每个医用工具有序地安置在解剖体积内并且抵靠解剖体积的边界来锚定被安置在解剖体积内的每个医用工具。体积方法还包含响应于每个医用工具被抵靠解剖体积的边界锚定,操作光学形状传感器以生成指示解剖体积的边界的该部分或整体的形状的一个或多个编码光学信号,以及基于(多个)编码光学信号来映射解剖体积的边界的该部分或整体。

[0011] 根据结合附图阅读的本发明的各个实施例的以下详细描述,本发明的上述形式和其它形式以及本发明的各个特征和优点将变得更加清楚。详细描述和附图仅仅是说明本发明而非限制,本发明的范围由所附权利要求及其等同形式来限定。

附图说明

[0012] 图 1 图示了根据本发明的体积映射系统的示例性实施例。

[0013] 图 2A 和 2B 图示了根据本发明的具有分别处于泄气状态和充气状态的医用气囊的体积映射器械的示例性实施例。

[0014] 图 3 图示了贴近到图 2A 和 2B 中示出的医用气囊的光纤的螺线配置的第一示例性实施例。

[0015] 图 4 图示了贴近到图 2A 和 2B 中示出的医用气囊的光纤的螺线配置的第二示例性实施例。

[0016] 图 5A 和 5B 图示了根据本发明的具有分别拥有伸长形状和球形形状的医用篮的体积映射器械的示例性实施例。

[0017] 图 6A 和 6B 图示了根据本发明的具有分别拥有伸长形状和螺旋形状的医用管的体积映射器械的示例性实施例。

[0018] 图 7 图示了根据本发明的体积映射方法的示例性实施例。

[0019] 图 8A 和 8B 图示了根据图 7 中所示的流程图的解剖体积的映射的第一示例性执行。

[0020] 图 9 图示了根据图 7 中所示的流程图的解剖体积的映射的第二示例性执行。

具体实施方式

[0021] 图 1 图示了采用一个或多个光学形状传感器 30 和一个或多个医用工具 40 的本发明的体积映射器械 20。通常,为了映射部分或完全封闭的解剖体积的目的,通过(多个)医

用工具 40 将每个光学形状传感器 30 有序地安置和锚定在有界解剖体积内以映射解剖体积的边界的一部分或整体的三维(“3D”)形状并且可选地测量各个参数,该各个参数包括但不限于运动、应变、磁性、电压、气流、流体流动、温度、压力、生化状态和涉及固有组织属性或组织对外在因素的响应的任何其它特性。解剖体积的示例包括但不限于由心脏、肺、膀胱、胃、肠、子宫和结肠构成的如图 1 中所示的患者 10 的中空器官 11。

[0022] 特别地,为了本发明的目的,本文将光学形状传感器 30 广义地定义为在结构上被配置用于凭借经由形变光学传感器阵列 31 的连续内部光学反射来传输光的任何物品,并且本文将阵列 31 的每个形变光学传感器广义地定义为在结构上被配置用于反射特定波长的光同时透过所有其它波长的光由此反射波长可根据施加到光学形状传感器 30 的外部激励而偏移的任何物品。光学形状传感器 30 的示例包括但不限于,并入沿着如本领域已知的光纤的长度集成的光纤布拉格光栅阵列的柔性光学透明玻璃或塑料光纤,以及在沿着如本领域已知的光纤的长度发生的其光学折射率方面具有自然随机变化(例如瑞利散射)的柔性光学透明玻璃或塑料光纤。

[0023] 尽管为了清楚,针对每个光纤 30 仅示出三(3)个传感器 31,但是在实际光纤 30 中将采用如本领域普通技术人员将认识到的相对于光纤 30 的长度较小版本的众多传感器 31。

[0024] 实际上,每个光学形状传感器 30 可采用以促进光学形状传感器 30 的 3D 弯曲感测的任何布置的一个或多个形变光学传感器阵列。

[0025] 例如,在单个光纤实施例中,光学形状传感器 30 是具有如由光学形状传感器 30 的 3D 弯曲感测所需要的以 120° 间隔布置的三(3)个光纤布拉格光栅阵列或具有如由光学形状传感器 30 的 3D 弯曲感测所需要的以 60° 间隔布置的六(6)个光纤布拉格光栅阵列的单个光纤。在每种情况下,可以采用附加的光纤布拉格光栅阵列作为该布置内的中心光纤布拉格光栅阵列。

[0026] 还通过示例,在多光纤实施例中,光学形状传感器 30 包括三(3)个光纤,其中每个光纤具有单个光纤布拉格光栅阵列,并且如光学形状传感器 30 的 3D 弯曲感测所需要地以 120° 间隔布置光纤,或者光学形状传感器 30 包括六(6)个光纤,其中每个光纤具有单个光纤布拉格光栅阵列,并且如光学形状传感器 30 的 3D 弯曲感测所需要地以 60° 间隔布置光纤。在每种情况下,可以采用附加的光纤作为该布置内的中心光纤。

[0027] 在操作中,每个光学形状传感器 30 基于连续内部光学反射来生成用于每个形变光学传感器阵列的编码光学信号,该连续内部光学反射指示在光学形状传感器 30 的任何瞬时形状采样处的光学形状传感器 30 的形状。更特别地,针对瞬时形状采样或遍及多个形状采样的过程,编码光学信号指示光学形状传感器 30 的形状,因为通过(多个)医用工具 40 将光学形状传感器 30 有序地安置和锚定在有界体积内。编码光学信号因此促进使用每个光学形状传感器 30 来如本文随后将更详细解释地那样映射该体积(例如图 1 中所示的心脏 12 的映射体积 52)的边界以及视觉显示映射体积(例如如图 1 中所示的映射体积 52 的显示 53)。

[0028] 对于参数测量,形变光学传感器阵列 31 可以由以下构成和/或被涂覆有:如由 W02011/048509 教导的提供这样的测量的材料,通过引用将 W02011/048509 并入本文。这样的材料的示例包括但不限于,用于电压感测的 $\text{Bi}_{12}\text{TiO}_{20}$ 晶体、用于磁感测的 Ni-Mn-Ga 记忆

形状金属合金、以及用于增强温度感测的 Zn 金属气相沉积。

[0029] 为了本发明的目的, 本文将医用工具 40 广义地定义为在结构上被配置成在用于将医用工具 40 有序地安置在解剖体积内的可部署结构配置与用于抵靠解剖体积的边界锚定医用工具 40 的映射结构配置之间转变的任何物品。医用工具 40 的示例包括但不限于, 在泄气的收缩状态和充气的膨胀状态之间转变的医用气囊 41、包括用于在形变的伸长形状和自然球形形状之间转变医用篮的形状记忆材料的医用篮 42、以及包括用于在形变的伸长形状和自然螺旋形状之间转变医用管的形状记忆材料的医用管 43。

[0030] 每个光学形状传感器 30 以促进通过(多个)医用工具 40 有序地安置和锚定在有界解剖体积内的方式贴近到(多个)医用工具 40 以映射解剖体积的边界的一部分或整体的 3D 形状。为了本发明的目的, 将术语“贴近”广义地定义为用于将光学形状传感器 30 物理地对接到医用工具 30 以由此随着在转变期间将外部激励施加到光学形状传感器 30 而通过光学形状传感器 30 感测医用工具 40 在可部署结构配置和映射结构配置之间的转变的任何手段。

[0031] 例如在如图 2 中所示的医用气囊实施例中, 光学形状传感器 30 以螺线式样横贯医用气囊 41, 由此随着医用气囊的收缩或膨胀改变施加到光学形状传感器 30 的外部激励而通过光学形状传感器 30 来感测医用气囊 41 在泄气状态(图 2A)和充气状态(图 2B)之间的转变。实际上, 可将处于所设计的螺线式样中的光学形状传感器 30 贴近到处于最大充气状态的医用气囊 41 以用于体积映射, 由此每当医用气囊 41 从最大充气状态泄气到一定程度时, 螺线式样就将与医用气囊 41 对应压缩。螺线式样的示例包括但不限于, 如图 3 中所示的阿基米德螺线式样 70 和如图 4 中所示的费马螺线式样 71。

[0032] 如本文将联系图 8 在随后解释的, 随着经由输送器械 64(图 1)将体积映射器械 20 推进到解剖体积内, 每个医用气囊 41 将操作在泄气状态中, 并且将在解剖体积内转变为充气状态。因此, 光学形状传感器 30 将提供每个医用气囊 41 的泄气感测, 直到(多个)医用气囊 41 在解剖体积内被充气的时候为止。

[0033] 还通过示例, 在如图 5 中所示的医用篮实施例中, 医用篮 42 包括形状记忆材料(例如镍钛诺线), 由此医用篮 42 在形变的伸长形状(图 5A)和自然球形形状(图 5B)之间转变, 并且随着医用气囊的形变或松弛改变施加到光学形状传感器 30 的外部激励而通过光学形状传感器 30 感测在伸长形状和球形形状之间的任何转变。实际上, 光学形状传感器 30 可以以自然球形形状贴近到医用篮 42 以用于体积映射, 由此每当医用篮 42 从自然球形形状形变到一定程度时, 光学形状传感器 30 就将局部伸长。

[0034] 如本文将联系图 8 在随后解释的, 随着经由输送器械 64(图 1)将体积映射器械 20 推进到解剖体积内, 每个医用篮 42 将操作在形变的伸长形状中, 并且将在解剖体积内转变到自然球形形状。因此, 光学形状传感器 30 将提供每个医用篮 42 的伸长感测, 直到(多个)医用篮 42 在解剖体积内恢复其自然球形形状的时候为止。

[0035] 通过另外的示例, 在如图 5 中所示的医用管中, 医用管 43 包括形状记忆材料(例如镍钛诺管), 由此医用管 43 在形变的伸长形状(图 6A)和自然螺旋形状(图 6B)之间转变, 并且随着医用气囊的形变或松弛改变施加到光学形状传感器 30 的外部激励而通过光学形状传感器 30 感测在伸长形状和螺旋形状之间的任何转变。实际上, 光学形状传感器 30 可以以自然螺旋形状贴近到医用管 43 以用于体积映射, 由此每当医用管 43 从自然螺旋形状形

变到一定程度时,光学形状传感器 30 就将局部伸长。

[0036] 如本文将联系图 9 在随后解释的,随着经由输送器械 64(图 1)将体积映射器械 20 推进到解剖体积内,医用管 43 将操作在形变的伸长形状中,并且将在解剖体积内转变到自然螺旋形状。因此,光学形状传感器 30 将提供医用管 42 的伸长感测,直到医用管 43 在解剖体积内恢复其自然螺旋形状的时候为止。

[0037] 为了促进进一步理解体积映射器械 20,现在在本文中将描述如由图 7 中所示的流程图 80 表示的本发明的体积映射方法。将在如图 1 中所示的患者 10 的中空肺 11 的体积映射的上下文中提供流程图 80 的描述。

[0038] 参考图 1 和 7,流程图 80 的阶段 S81 包含对患者 10 的中空器官 11 进行成像以及规划路径以将体积映射器械 20 推进到中空器官 11。对于对中空器官 11 进行成像,利用成像系统 60 来实施已知的成像模态(例如 X 射线、计算机断层摄影、磁共振成像、超声、正电子发射断层摄影和单光子发射计算机断层摄影)以用于在成像坐标系统 61 内生成中空器官 11 的图像。

[0039] 为了规划路径以将体积映射器械 20 推进到中空器官 11,取决于将被用作将体积映射器械 20 推进到中空器官 11 的手段的输送器械 64 的类型,利用路径规划器 62 和 / 或手术导航器 63 来实施已知的规划技术。

[0040] 例如,在输送器械 64 是导管或内窥镜的上下文中,路径规划器 62 可实施由 Trovato 等人在 2007 年 4 月 17 日公开的并且名为“3D Tool Path Planning, Simulation and Control System”的国际申请 W02007/022986A2 教导的技术,其可以用于在患者 10 的生成图像内生成用于导管或内窥镜的运动学上正确的路径。

[0041] 替代地,在输送器械 64 是导管或内窥镜的上下文中,手术导航器 62 可利用电磁或光学引导系统在患者 10 的生成图像内跟踪导管或内窥镜。这样的手术导航器的示例是由飞利浦医疗在商业上提供的类似全球定位系统(“GPS”)操作的用于导管和内窥镜的 PercuNav 系统。

[0042] 还通过示例,在输送器械 64 是嵌套插管的上下文中,路径规划器 62 可以实施由 Trovato 等人在 2008 年 3 月 20 日公开的并且名为“Active Cannula Configuration For Minimally Invasive Surgery”的国际申请 W02008/032230A1 教导的技术,其可以用于在患者 10 的生成图像内生成用于嵌套插管的运动学上正确的配置。

[0043] 流程图 80 的阶段 S82 包含将体积映射器械 20 有序地安置和锚定在中空器官 11 内。实际上,用于将体积映射器械 20 输送到中空器官 11 的过程取决于医用工具 40 和输送器械 64 的类型。在此现在将描述两(2)个示例。

[0044] 对于包含如图 8 中所示的中空器官 11a 的一般边界的第一示例,医用工具 40 包括四(4)个医用气囊 41 并且输送器械 64 是导管 64a。医用气囊 41 沿着单个光学形状传感器 30 的远端空间分布并且在导管 64a 内处于收缩的泄气状态。在具有一个或多个光纤的光学形状传感器 30 的一个实施例中,每个光纤光学形状传感器 30 可以以螺旋式样穿过每个医用气囊 41 的表面中的通道(具有或不具有壁元件,例如线或聚合物线圈管以保持通道打开),以使得医用气囊 41 能够膨胀同时仍然允许通过柔性但是相对不可伸展的光纤进行形状跟踪。该式样内的每个光纤的终端可构成固定点,该固定点是在柔性膜内的所有方向上机械受约束的,而允许沿着光纤的其它点随着平行于光纤所嵌入的柔性基体中的通道 / 槽

的滑动边界条件而自由滑动。

[0045] 此外,每个光纤的松散长度可以随着其向医用气囊 41 延续而被附着到一个医用气囊 41 的每一端处。该长度优选地在每个医用气囊 41 的膨胀表面之上的最短路径长度和距离之间。因为每个医用气囊 41 将被中空器官 11a 其它医用气囊 41 收缩到一定程度,所以路径应当指示膨胀的医用气囊 41 的尺寸。

[0046] 请注意,在图 8B 中将光学形状传感器 30 示为纵向横贯跨越每个医用气囊 41 以简化图 8B。然而,实际上,被布置为如图 3 和 4 中所示的球形式样的光学形状传感器 30 将提供医用气囊 41 的充气的最优感测。

[0047] 可以对导管 64a 进行导航以将体积映射器械输送到如图 8A 中所示的中空器官 11a 的特定入口点,由此将体积映射器械以所设计的式样推进到中空器官 11a 以促进体积映射器械(特别是医用气囊 41)在中空器官 11a 内的有序安置。替代地,可以以所设计的式样将导管 64a 推进到中空器官 11 中以促进体积映射器械(特别是医用气囊 41)在中空器官 11 内的有序安置。

[0048] 在每个情况中,一旦医用气囊 41 有序地安置在中空器官 11a 内,医用气囊 41 就充气以抵靠中空器官 11a 的边界锚定医用气囊 41。实际上,医用气囊 41 可以被自动触发,由此经由采用来自医用气囊 41 内的嵌入式传感器的测量结果(例如温度、应变、几何结构、湿度、pO₂、pCO₂ 等)作为输入以评估致动标准(例如器械插入的深度)的气动致动器来自动发起充气。替代地,可以以可编程或自动的序列来对医用气囊 41 的充气进行定时,以实现抵靠中空器官 11a 的边界的最优固定轮廓。利用触发器或定时器,随着每个医用气囊 41 进入中空器官 11a,或者替代地,在插入两(2)个或更多个医用气囊 41 时,医用气囊 41 可以顺序地充气。

[0049] 而且实际上,可利用成像系统 60 来将医用气囊 41 有序地安置在中空器官 11a 内和/或使医用气囊 41 抵靠中空器官 11a 的边界的可接受锚定可视化。

[0050] 本领域普通技术人员将领会到,利用医用篮 42(图 1)替代医用气囊 41 以用于图 8 的示例。

[0051] 对于如图 9 中所示的包含心脏 12 的第二示例,医用工具 40 是螺旋管 43 并且输送器械是插管 64b。如图 6 中所示,具有伸长形状的光学形状传感器 30 通过螺旋管 43 延伸,螺旋管 43 以伸长形状延伸通过插管 64b。在该示例中,插管 64b 被纵向延伸推进到心脏 12 的右心房 12a 内并且经由线圈 44 将体积映射器械固定到右心房 12a。如图 9 中所示,插管 64b 之后缩回到右心房 12a 的开口,螺旋管 43 和光学形状传感器 30 呈现螺旋管 43 的自然螺旋形状,并且螺旋管 43 抵靠右心房 12a 的边界锚定。

[0052] 再次参考图 7,流程图 80 的阶段 S83 包含中空器官 11 在生成图像内的体积映射。实际上,鉴于光学形状传感器 30 可以在图像坐标系统 62(图 1)内沿其长度检测光学形状传感器的 3D 位置这一事实,光学形状传感器 30 在中空器官 11 内的分布、经由(多个)医用工具 40 的光学形状传感器 30 的固定点的设计以及固定程度将是对于随着(多个)医用工具 40 抵靠中空器官 11 锚定而精确映射中空器官 11 要考虑的重要映射因素。

[0053] 参考图 1,采用形状传感器控制器 50 和体积映射模块 51 来处理光学形状传感器 30 的编码光学信号以由此重构光学形状传感器 30 的一部分或整个形状。为了本发明的目的,本文将形状传感器控制器 50 广义地定义为在结构上被配置用于通过光学形状传感器

30 传输光以接收如通过经由形变光学传感器阵列的所传输的光的连续内部反射而生成的编码光学信号的任何设备或系统。形状传感器控制器 50 的示例包括但不限于,如本领域已知的用于通过光学形状传感器 30 传输光并且用于接收如通过经由形变光学传感器阵列的所传输的光的连续内部反射而生成的编码光学信号的光耦合器、宽带参考反射镜和频域反射计的布置。

[0054] 为了本发明的目的,体积映射模块 52 包括形状重构器,形状重构器被广义地定义为在结构上被配置用于处理编码光学信号以部分或完全重构光学形状传感器 30 的形状的任何物品或设备。形状重构器的示例包括但不限于,作为软件和 / 或固件安装在任何类型的计算机(例如图 1 中所示的工作站 53)上以实施已知形状重构技术的重构引擎。特别地,用于将编码光学信号关联到集成于光学形状传感器 30 的形状内的应变 / 弯曲测量中的已知形状重构技术。

[0055] 体积映射模块 52 进一步包括图像映射器,图像映射器被广义地定义为在结构上被配置用于处理光学形状传感器 21 的重构形状以及(如果适用的话)处理映射结构配置中的(多个)医用工具 40 的物理几何形状以提供图像坐标系统 61 内的中空器官 11 的边界的 3D 形状的任何物品或设备。

[0056] 例如,在图 8B 的上下文中,点 90-97 表示经由医用工具 41 的锚定的中空器官 11 的边缘以及因此光学形状传感器 30 抵靠中空器官 12 的各个感测点。鉴于上述映射因素,可通过点 90-97 之间的作为直线和 / 或弧线(例如贝赛尔曲线)的连接来完成体积映射。如本领域普通技术人员将认识到的,点 90-97 的增多导致由图像映射器对解剖体积的更精确体积映射。

[0057] 在完成阶段 S83 后,可将体积映射用于各种各样的诊断和 / 或处置目的。例如,可以使用形状映射的边界来定义用于多模态数据配准 / 消融的固定解剖体积 / 特征,由此叠加形状跟踪的器械空间和成像 / 监测空间,从而允许对形状跟踪的设备向着期望目标的增强引导。

[0058] 本领域普通技术人员将认识到如何将本发明的体积映射器械的原理应用到任何类型的医疗过程。

[0059] 本领域普通技术人员将进一步认识到本发明的体积映射器械的优点。

[0060] 尽管已经图示和描述了本发明的各个实施例,但是本领域技术人员将理解的是,如本文描述的本发明的实施例是说明性的,并且可以做出各种改变和修改并且等同物可以取代其元件,而不背离本发明的真实范围。此外,可以做出很多修改来调节本发明的教导,而不背离其中心范围。因此,意图是,本发明不限于被公开为预期用于执行本发明的最佳模式的特殊实施例,而是本发明包括落入所附权利要求的范围内的所有实施例。

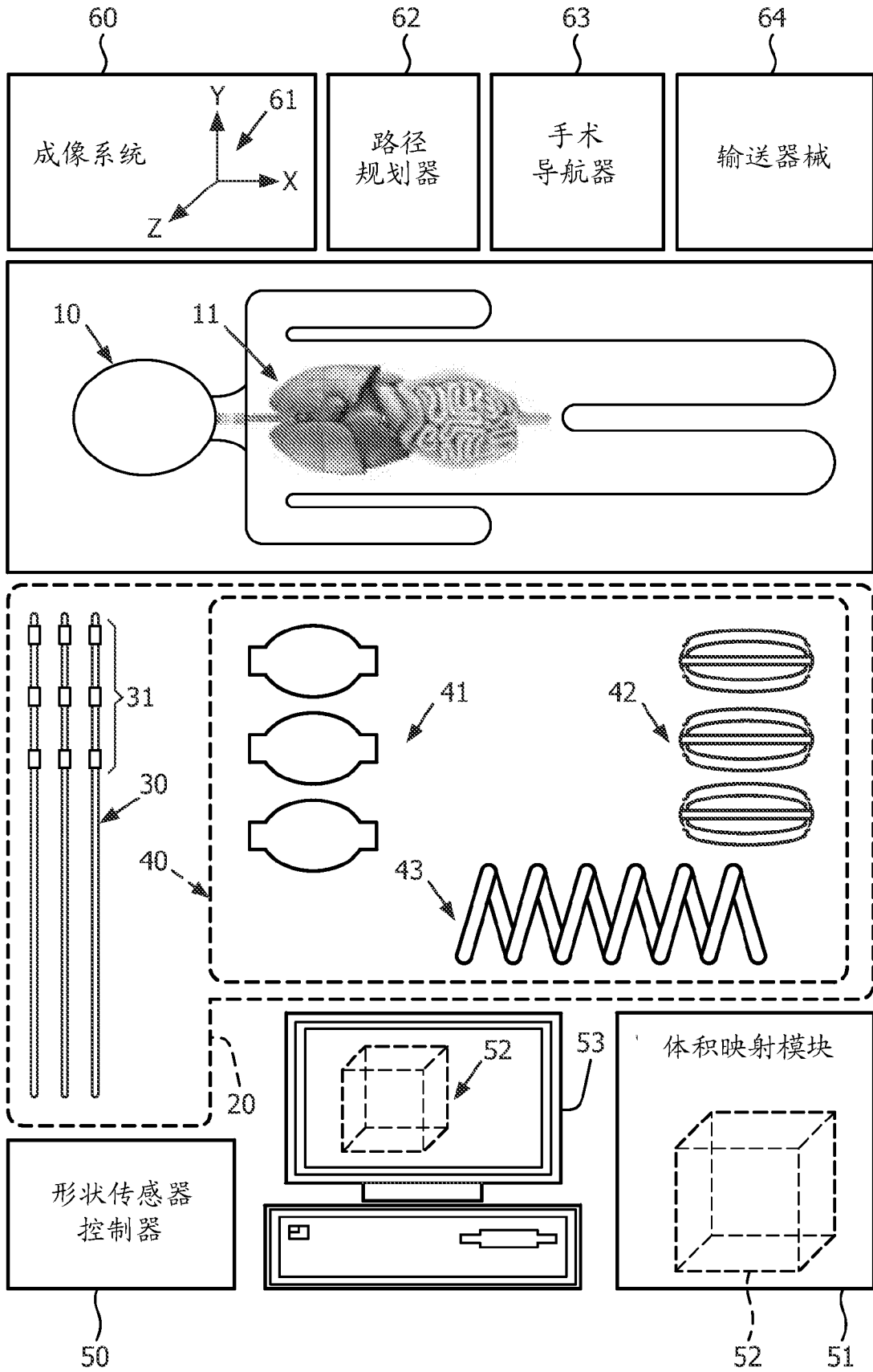


图 1

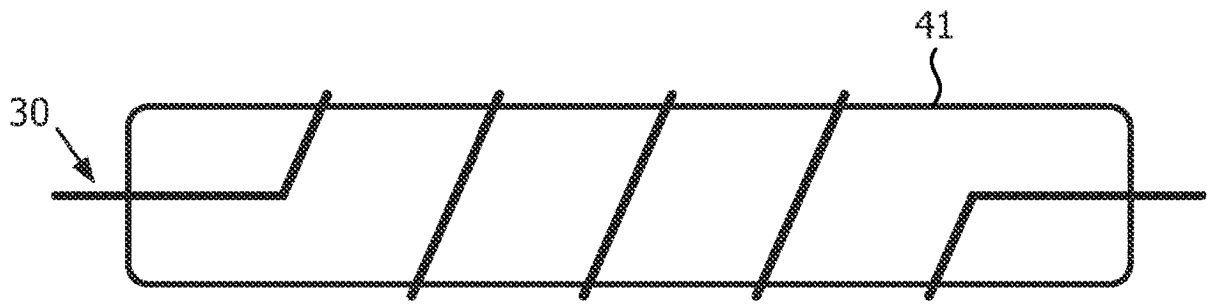


图 2A

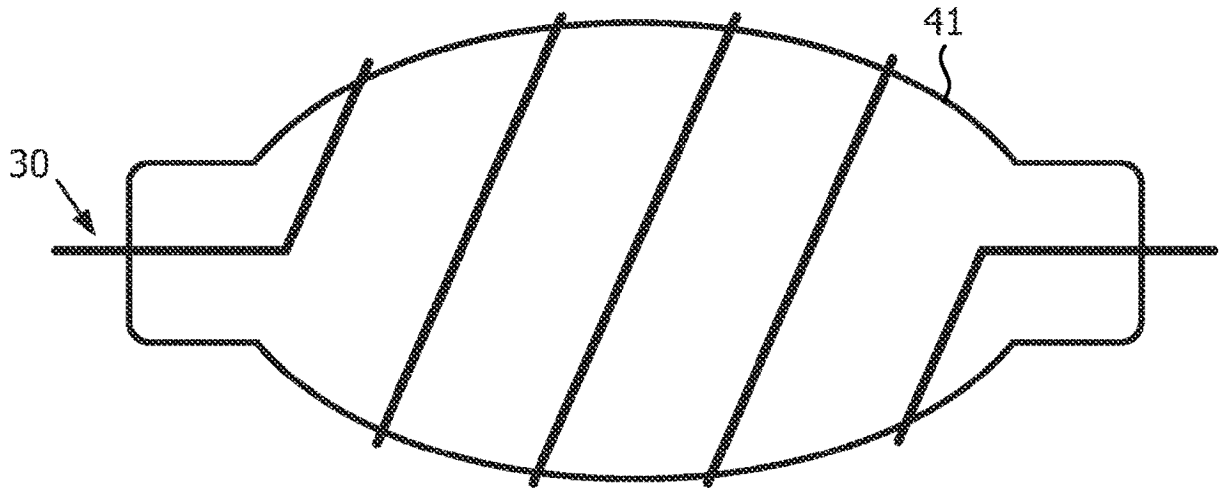


图 2B

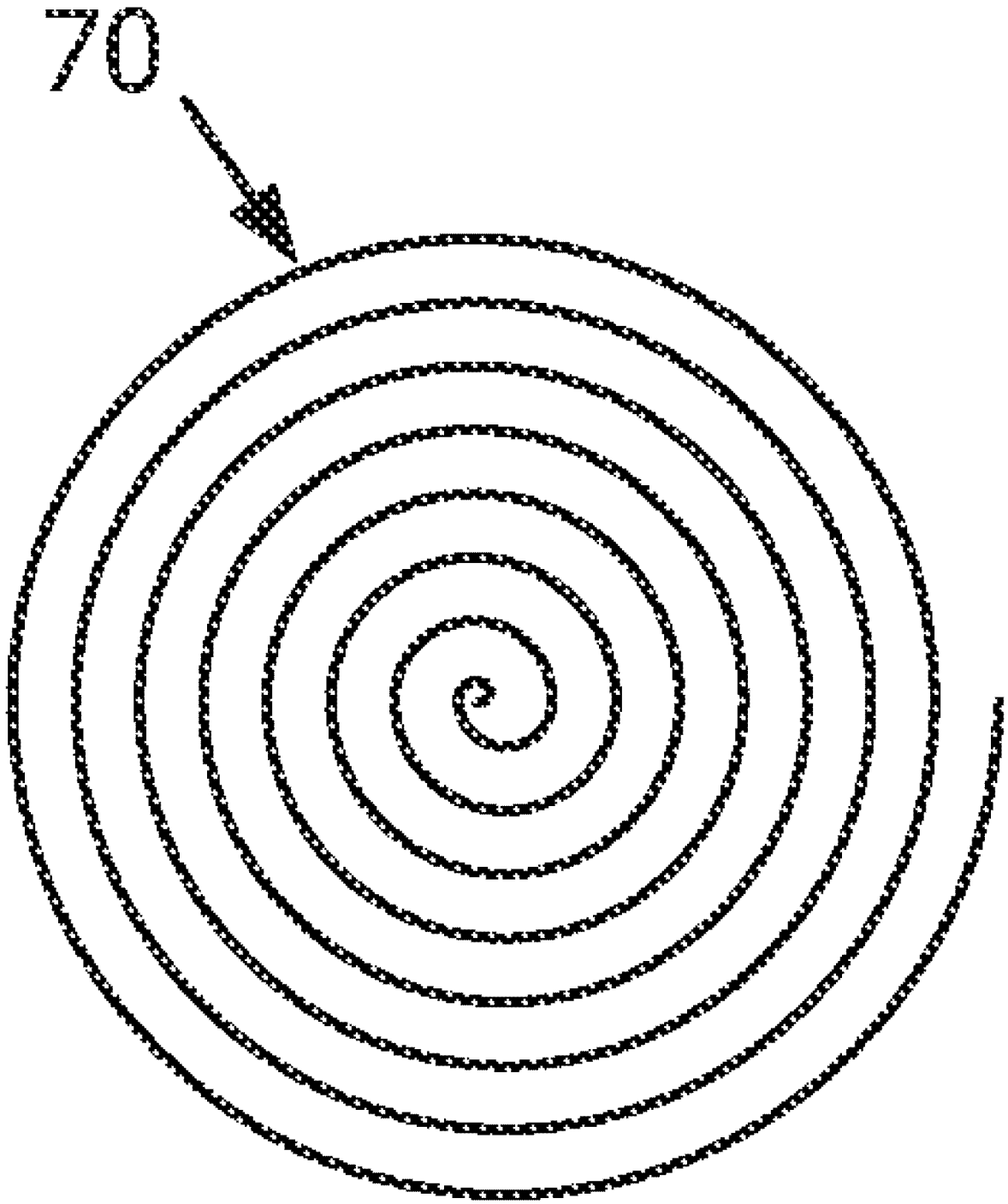


图 3

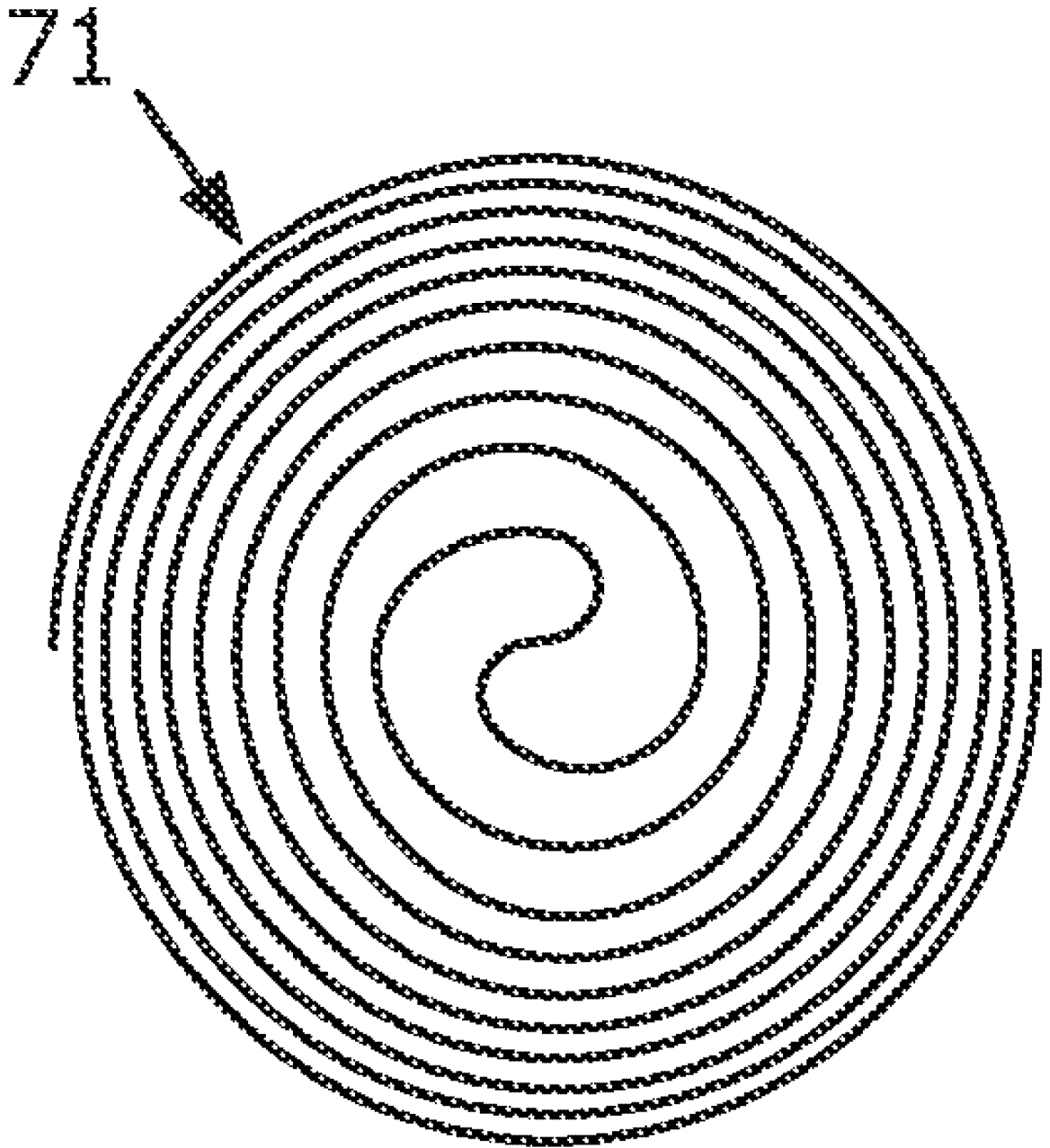


图 4



图 5A

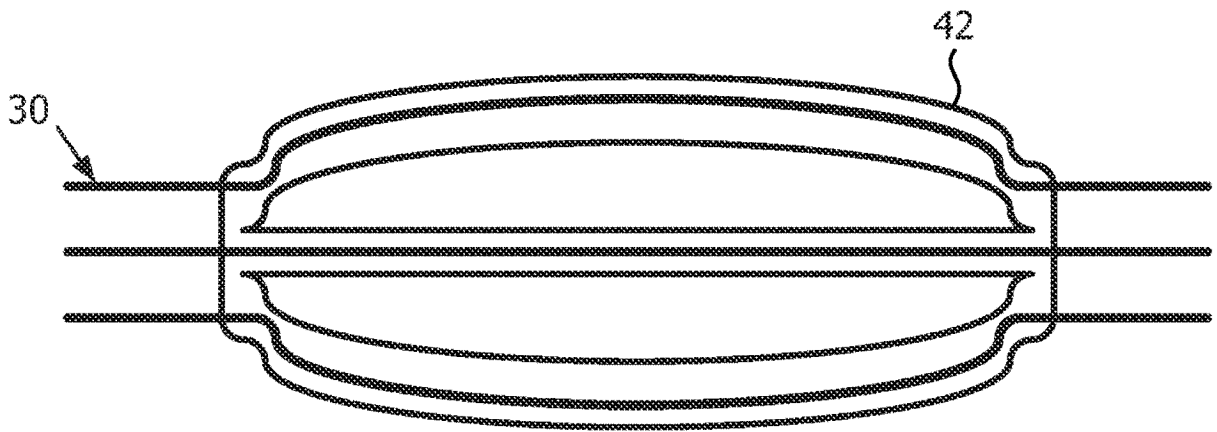


图 5B

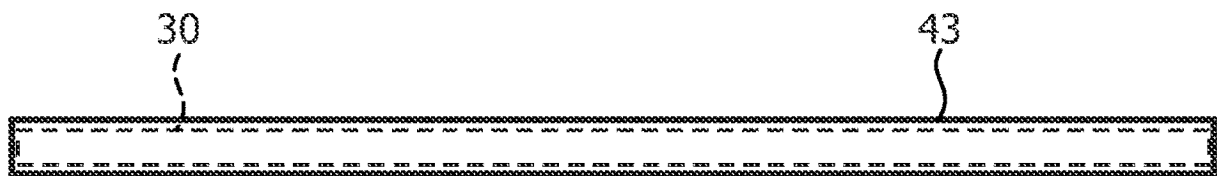


图 6A

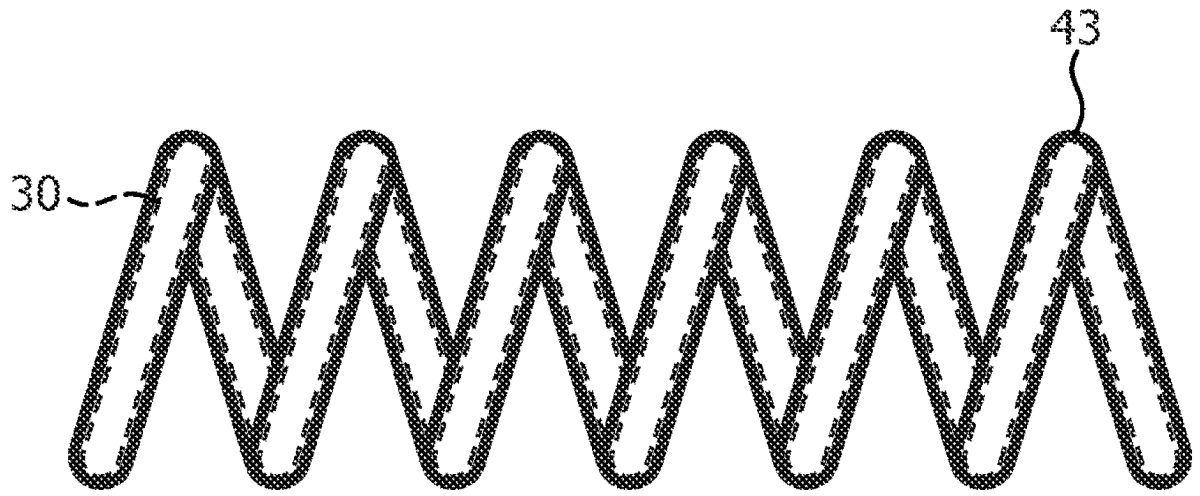


图 6B

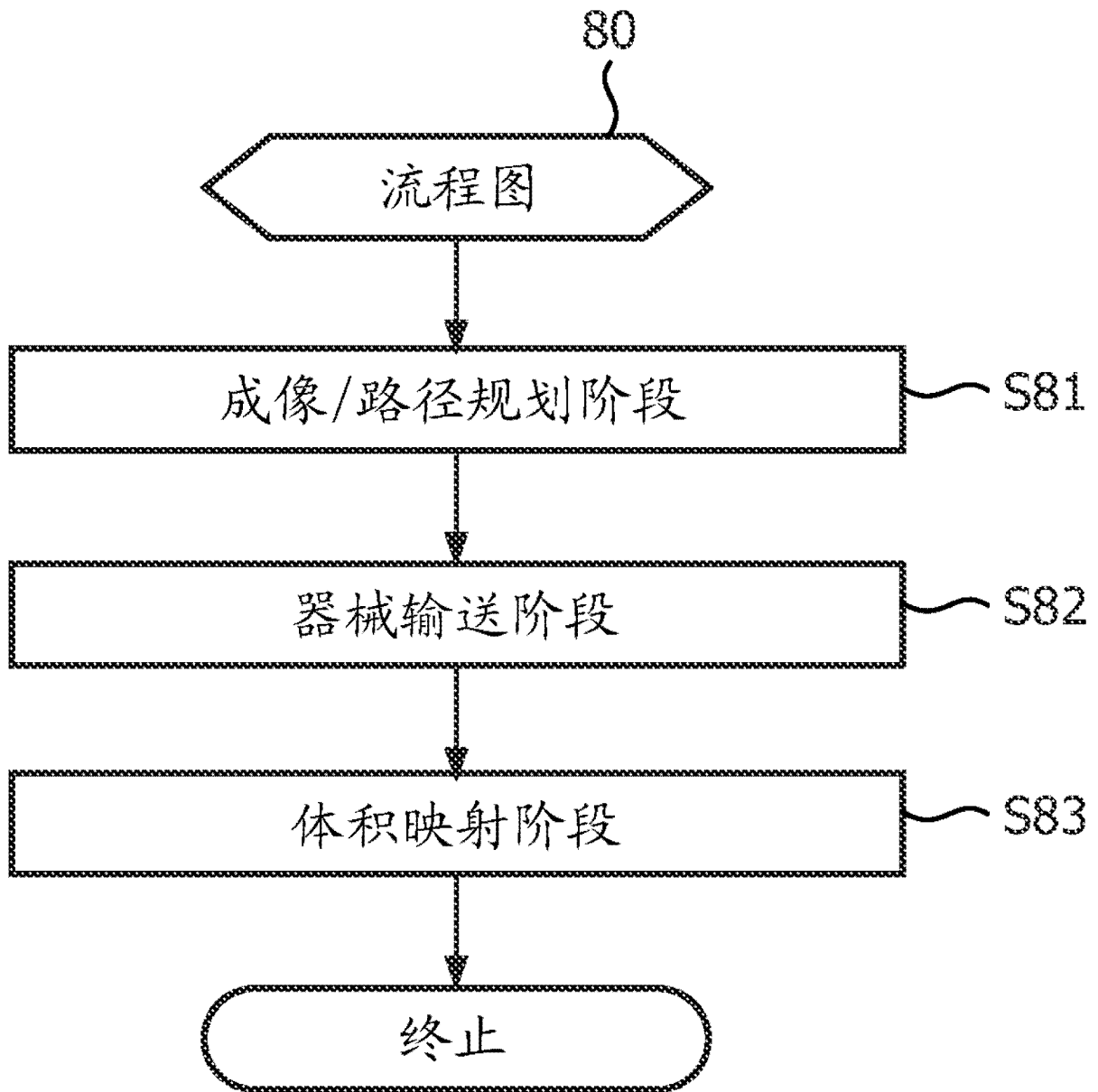


图 7

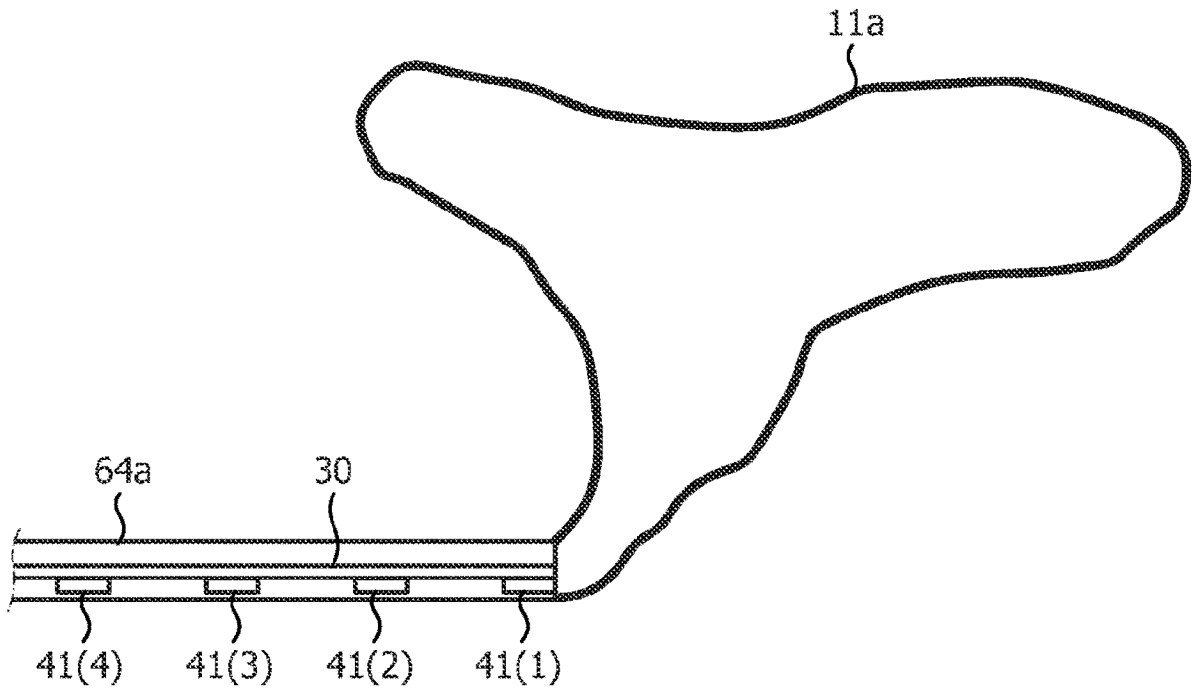


图 8A

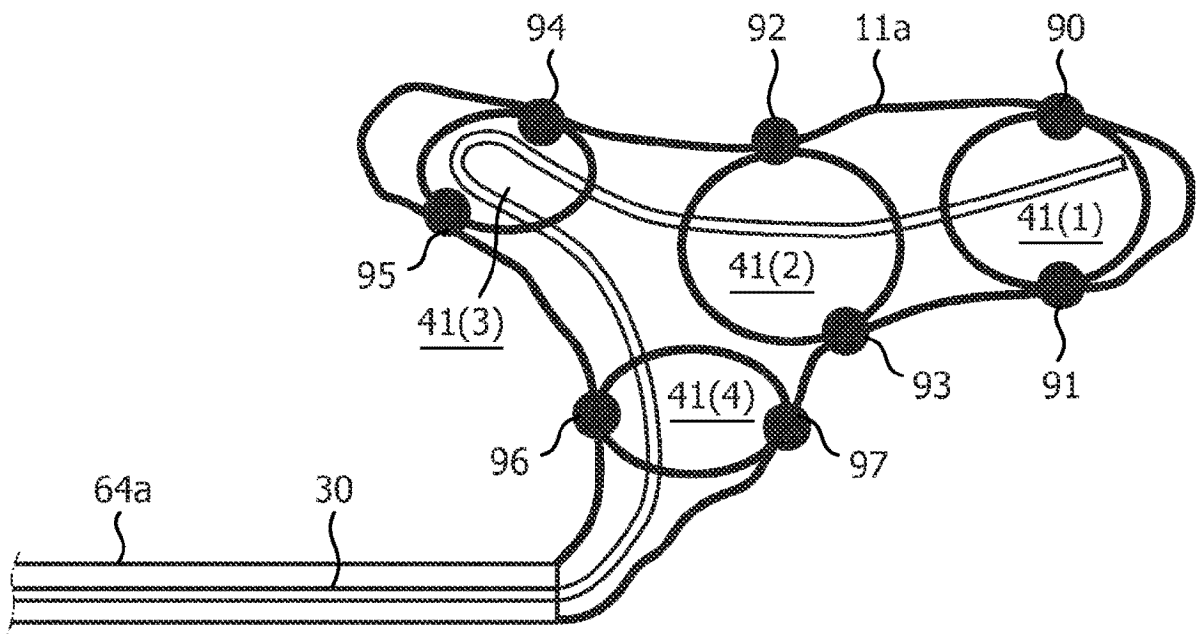


图 8B

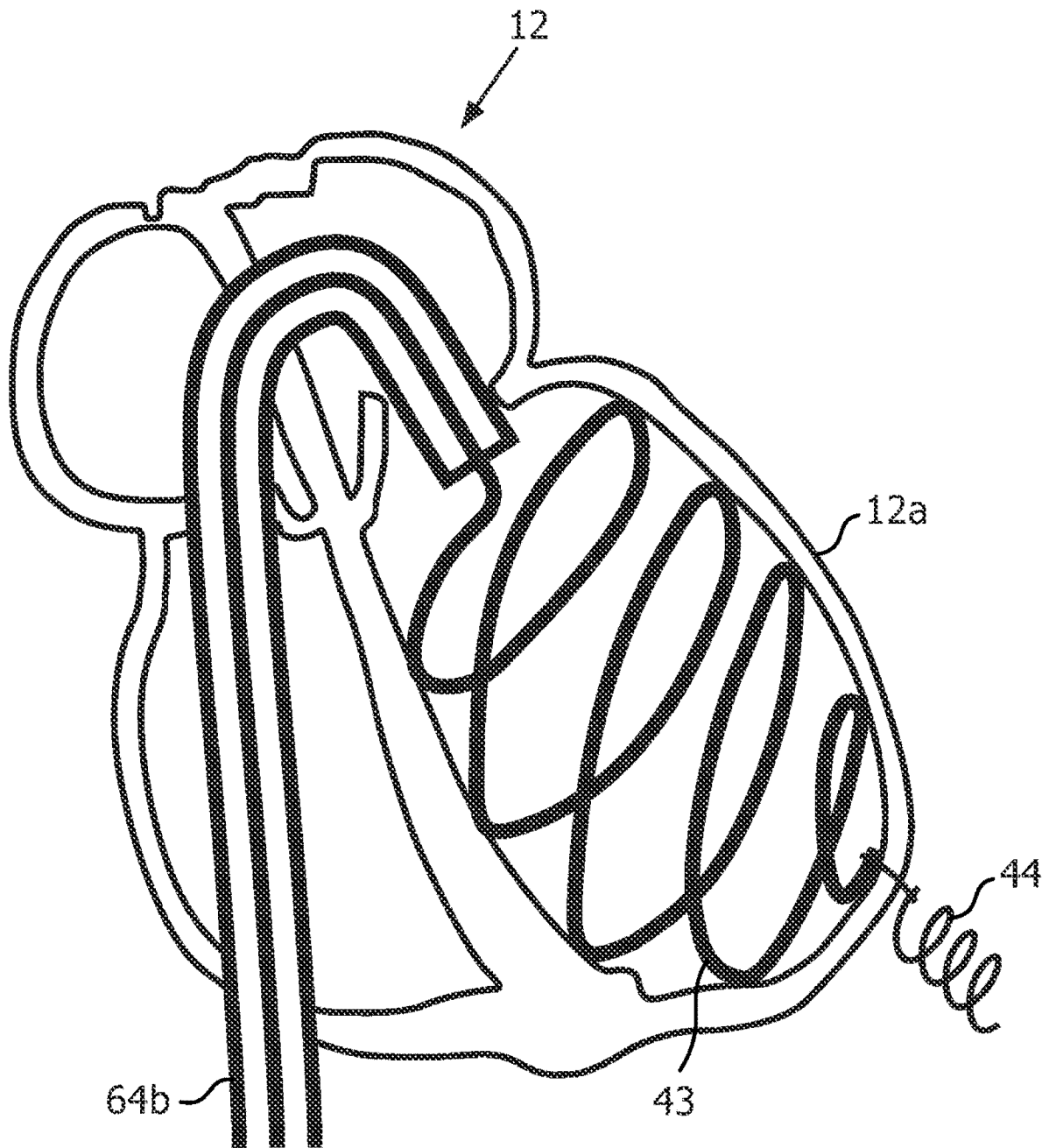


图 9